



**Karolinska
Institutet**

Institutionen för neurobiologi, vårdvetenskap och samhälle

Masterprogrammet i klinisk medicinsk vetenskap

Huvudämnet klinisk medicinsk vetenskap

Examensarbete, 15 högskolepoäng

Höstterminen 2012

Elastiska egenskaper i triceps surae; en jämförelse mellan cyklister och löpare

Elastic properties in triceps surae :
a comparison between cyclists and runners

Arbetsexemplar

Författare: Magnus Olander

Handledare: Toni Arndt

Docent och universitetslektor i Biomekanik.

CLINTEC K54. Karolinska Institutet

Examinator: Björn Äng, NVS



**Karolinska
Institutet**

**Institutionen för neurobiologi, vårdvetenskap och
samhälle**

Masterprogrammet i klinisk medicinsk vetenskap

Huvudämnet klinisk medicinsk vetenskap

Examensarbete, 15 högskolepoäng

Höstterminen 2012

Elastiska egenskaper i triceps surae : en jämförelse mellan cyklister och löpare

Senor har olika grad av elasticitet, stiffness, vilket gör att energi kan lagras och frigöras. Hos hälsenan (AT) har en förlängning på 5 % uppmäts vid maximalt isometriskt muskelarbete. Stiffness i AT är positivt korrelerat med muskelstyrka i triceps surae och stiffness i AT anpassas efter vilka rörelsebehov som finns. Olika träningsupplägg har visats kunna påverka stiffness i AT. Cykling och löpning karaktäriseras av olika muskelarbeten och den här studien undersökte om det leder till skillnader i triceps suraes egenskaper. Fem cyklister och fem löpare testades i dynamometer för stiffness i AT samt styrka i triceps surae. Löparna hade signifikant högre stiffness och isometrisk styrka. Ratio koncentrisk/excentrisk styrka skiljde sig inte signifikant mellan grupperna. Skillnaderna mellan grupperna verkar vara en följd av olika belastningsgrad vid respektive aktivitet. En viss muskulär träningsspecificitet kunde anas då differensen mellan isometrisk och koncentrisk styrka var 5 % lägre för löparna och 17 % högre för cyklisterna. Resonemanget för studien var att individer som tränar upp syreupptagningsförmågan genom andra idrotter än löpning, inte har adekvat förberedda AT för löpningens belastning och därmed kan omfattas av högre risk för överbelastningsskador i AT vid löpning.

Sökord: Stiffness, hälsena, triceps surae, cykling, löpning.



**Karolinska
Institutet**

**Institutionen för neurobiologi, vårdvetenskap och
samhälle**

Masterprogrammet i klinisk medicinsk vetenskap

Huvudämnet klinisk medicinsk vetenskap

Examensarbete, 15 högskolepoäng

Höstterminen 2012

Elastic properties in triceps surae : a comparison between cyclists and runners

Tendons have different degrees of elasticity, stiffness, so that energy can be stored and released. In the Achilles tendon (AT) an extension of 5 % has been measured at maximum isometric muscle work. Stiffness in AT is positively correlated with muscle strength in the triceps surae and stiffness in AT is adapted to the needs of movement. Different training programmes seem to affect stiffness of the AT. Cycling and running are characterized by different muscle work and this study investigated if this leads to differences in the triceps surae properties. Five cyclists and five runners were tested in a dynamometer for stiffness in AT and strength in the triceps surae. The runners had significantly higher stiffness and isometric strength. Ratio concentric/eccentric strength was not significantly different between the groups. Differences between groups seem to be a result of different load levels of the respective activity. A certain muscular exercise specificity could be imagined as the difference between isometric and concentric strength was 5 % lower for the runners, and 17 % higher for cyclists. The rationale for the study was that individuals with high oxygen uptake trained through other sports than running don't have adequately prepared AT for the load of running, and thus may be subject to higher risk of overuse injury in AT when running.

Keywords: Stiffness, achilles tendon, triceps surae, cycling, running.

INNEHÅLLSFÖRTECKNING

| | |
|--|-----------|
| INLEDNING..... | 1 |
| BAKGRUND | 2 |
| <i>Skelettmuskulatur.....</i> | <i>2</i> |
| <i>Senvävnad.....</i> | <i>2</i> |
| <i>Triceps surae</i> | <i>2</i> |
| <i>Stiffness</i> | <i>2</i> |
| <i>Stretch shortening cykeln.....</i> | <i>3</i> |
| <i>Löpning</i> | <i>4</i> |
| <i>Cykling.....</i> | <i>4</i> |
| <i>Adaptation till träning.....</i> | <i>4</i> |
| <i>Metoder för mätning av stiffness</i> | <i>5</i> |
| SYFTE..... | 5 |
| FRÅGESTÄLLNINGAR..... | 5 |
| METOD | 5 |
| STUDIEDESIGN..... | 5 |
| FORSKNINGSPERSONER | 5 |
| ETISKA ASPEKTER..... | 6 |
| DATAINSAMLING | 6 |
| <i>Testprocedur.....</i> | <i>7</i> |
| <i>Passivt kraftmoment (stiffness).....</i> | <i>7</i> |
| <i>Isometrisk styrka</i> | <i>7</i> |
| <i>Dynamisk styrka</i> | <i>8</i> |
| DATAANALYS | 8 |
| <i>Passivt kraftmoment (stiffness).....</i> | <i>8</i> |
| <i>Isometrisk styrka</i> | <i>10</i> |
| <i>Dynamisk styrka</i> | <i>10</i> |
| <i>Ratio koncentrisk/excentrisk styrka</i> | <i>10</i> |
| STATISTISK ANALYS..... | 10 |
| RESULTAT | 11 |
| DISKUSSION..... | 11 |
| RESULTATDISKUSSION | 11 |
| METODDISKUSSION | 13 |
| KONKLUSION..... | 15 |
| REFERENSER | 16 |

INLEDNING

Som sjukgymnast med idrottsmedicinsk inriktning kombinerat med eget elitidrottande inom triathlon har jag ett stort intresse kring fysiologin inom prestationsutveckling. Efter läsning om överbelastningsskador på hälsenan och knäskålssenan har jag fastnat för hur senorna och musklerna förändras beroende på vilka krav som ställs på dem, dvs. vilket träningsstimuli de utsätts för. Jag ville därför undersöka senornas egenskaper utifrån skilda typer av muskelarbete som utförs i två olika idrotter; cykling respektive löpning.

Triathlon som innehåller simning, cykling och löpning ställer höga krav på syreupptagningsförmågan. Även uthålligheten hos skelettmuskulaturen och ett ekonomiskt rörelsemönster är av stor betydelse för prestationsförmågan. Löpekonomi är till stor del kopplat till senornas förmåga att lagra elastisk energi samt förmågan att utnyttja den så kallade stretch-shortening cykeln. Denna mekanism innebär ett snabbt excentriskt muskelarbete direkt följs av ett koncentriskt muskelarbete. Det jag funnit intressant är att muskelarbetet vid cykling är uteslutande koncentriskt och således används ingen elastisk energi. Därmed borde löpning och cykling ställa olika krav på senornas egenskaper.

Ur ett prestationsperspektiv skulle det därmed kunna innebära att den alternativa träningen – t.ex. styrketräning – bör vara särskilt anpassad beroende på vilka egenskaper man vill ha hos muskel-sen komplexet. Detta gäller framför allt de som enbart är cyklister eller löpare, men skulle även kunna beröra de individer inom triathlon som har stor skillnad mellan löp- och cykelkapacitet.

Ur ett sjukgymnastiskt perspektiv så skulle de eventuella fynden i den här studien kunna öka förståelsen för uppkomsten av överbelastningsskador i senorna, så kallade tendinopatier. Genom resonemanget att individer med hög kapacitet hos hjärta och lungor, som kan uppnås genom många aktiviteter, kanske inte hinner få de anpassningar i hälsenan som behövs för att klara av den intensitet, volym och frekvens som deras goda centrala kapacitet möjliggör. Denna risk finns sannerligen hos cyklister som tränar löpning sporadiskt.

De som tränar triathlon och fördelar träningspassen jämt över de olika grenarna är vana vid många träningstimmar och tränar inte sällan långa löppass. Jag tror de klarar detta eftersom de har en hög central kapacitet, hög motivation och god återhämtning. Egermann et al. (1) rapporterade att överbelastningsskador med kroniska besvär i AT förekommer i stor utsträckning hos triatleter på långdistans.

BAKGRUND

Skelettmuskulatur

Skelettmuskulaturens mekaniska egenskaper ligger till grund för de rörelser människan kan utföra. Förståelsen för hur dessa egenskaper fungerar är ständigt pågående inom forskningen. Ett område som det finns detaljerad förståelse för är hur kraftproduktion påverkas av muskelns kontraktile element (contractile element: CE), som i sin tur influeras av kraft-hastighets förhållandet, längd-kraft förhållandet och muskelns dynamiska aktivering (2). Tack vare denna förståelse kan man förutse hur muskler bör fungera för att maximera dess prestanda. Eftersom musklernas CE föredrar varierande hastigheter och belastningar under vanliga rörelser verkar det som att muskelns kontraktile egenskaper är väl matchade med rörelseapparaten elastiska element (series elastic element: SEE), momentarmar och massan i de olika kroppssegmenten (3, 4).

Skelettmuskulaturen kan enbart arbeta kontraherande. De yttre kraven på rörelseapparaten bestämmer om muskelns längd förkortas, förlängs eller är oförändrad. För detta används begreppen koncentriskt muskelarbete för förkortning, excentriskt för förlängning och isometriskt för oförändrad muskellängd (5). Det är vedertaget att excentriskt muskelarbete kan uppnå högre absoluta krafter än koncentriskt arbete (6). Vid träning av de olika muskelarbetena har studier visat att excentrisk träning ökar total styrka och excentrisk styrka mer än vad koncentrisk träning gör. Resultaten beror sannolikt av att den excentriska träningen kan utföras på högre procent av maximal volontär kontraktion (MVC). Samtidigt tenderar koncentrisk träning ge bättre resultat i koncentrisk styrka än vad excentrisk träning gör. Det förekommer således en specificitet i styrkevinster hos olika träningsstimuli. Framför allt verkar detta förekomma hos den excentriska träningen som även är hastighetsberoende i större utsträckning jämfört med koncentrisk träning (6).

Senvävnad

Senors fundamentala beståndsdel är strukturellt uppbyggda kollagenfibrer. I senan sker en självorganisering med bland annat bildning av tvärbundna kollagenfibrer, vilket ger senan hållfasthet och förmåga att lagra elastisk energi. Hållfastheten utvecklas efter olika behov av skelettvävnadens rörelser (7).

Triceps surae

M. triceps surae består av ett CE, dvs. muskelbuen, som i sin tur utgörs av m. soleus och m. gastrocnemius. Muskulaturen överför sin kraft via hälsenan (achilles tendon: AT) till infästningen på hälbenet. Triceps surae utför plantarflexion i fotleden. AT utför inget aktivt arbete, men utgör ett elastiskt element tillsammans med muskelns elastiska komponenter (8). AT förlängs med nästan 5 % från sin begynnande längd vid 90 % av maximal isometrisk kontraktion (9).

Stiffness

De mekaniska egenskaperna hos senor är primärt ansvariga för dess förmåga att motstå stora muskulära krafter med minimal deformation, även benämnt som stiffness (10). Begreppet är vanligast förekommande i litteraturen, och motsvarighet på svenska skulle kunna vara styvhet. I viss litteratur används compliance (11, 12), som skulle kunna vara följsamhet i senan. Compliance är raka motsatsen till stiffness. I den här rapporten används enbart stiffness.

Inom biomekanik förklaras stiffness som kraften som behövs för att uppnå en viss förändring hos en struktur (10). Denna viktiga komponent i senors mekaniska kapacitet är förhållandet mellan kraften applicerad på senan och det motstånd som ges för att uppnå en viss förlängning. Funktionen i senan har en betydande inverkan på kraftöverföring av muskelarbete. De elastiska egenskaperna hos senorna bidrar till en viktig mekanisk process för människans förflyttning genom lagring och efterföljande frisläppning av energi. Därmed kan en optimalt anpassad nivå av senornas stiffness vara viktig för att effektivisera interaktionen mellan muskler och senor för att minimera energikostnaden för förflyttning. Den optimala graden av stiffness kan variera utifrån rörelsemönstrets karaktär (5, 13).

Skillnader i stiffness finns mellan kroppens olika muskel-sen enheter, vilket beror på arkitekturen hos muskeln och senan. Muskler med hög pennationsvinkel och som återfinns distalt på extremiteterna har oftast lägre stiffness. Dessa muskler utvecklar stora krafter, har korta fibrer och har långa och relativt tunna senor (2, 14). Ker et al. (15) fann stora skillnader i stiffness och arkitekturen hos musklerna. De argumenterade att variationerna i stiffness var evolutionärt formade för att minimera behovet av muskelmassa. Låg grad av stiffness i AT resulterar i större förlängning av senan vid ett givet muskelarbete, därigenom lagras mer elastisk energi (5, 16).

Det förekommer även en viss elasticitet i muskulaturens korsbryggor, främst hos aktinfilamenten, men också till viss del hos myosinfilamenten. Graden av elasticitet begränsas i muskeln av att aktin och myosin tvingas släppa vid kontinuerlig förlängning (2). Detta medför att kapaciteten för lagring av elastisk energi i muskeln är försumbar i jämförelse med senan (14).

Stretch shortening cykeln

Sträckning av en aktiverad muskel, excentrisk muskelarbete, innan den förkortas förbättrar prestanda under den efterföljande koncentrisk kontraktionen. Tidigare har detta fenomen tolkats vara primärt beroende på användningen av elastisk energi som lagras i de elastiska elementen i senan och muskeln. Emellertid har reflexpotentialen också föreslagits som en ytterligare orsak till prestandaökningen (17). Förmågan hos AT att förstärka det externa arbetet, och minska energikostnaden beror på matchning av senans stiffness och den kraftgenererande muskeln i förhållande till den givna uppgiften (12). Ökningen i externt arbete är ett resultat av stretch-shortening cykeln (SSC), som kombinerar frigöring av elastisk energi och ökad aktivitet i motorneuronen, vilket medför högre kontraktil aktivitet i muskeln (5). För att SSC ska kunna utnyttjas optimalt krävs ett föregående excentriskt muskelarbete (18) där även tiden för omställning från excentriskt till koncentriskt arbete är av stor betydelse; ju kortare tid desto bättre (19). Flera försök att bestämma hur mycket CE respektive SEE bidrar vid upprepade hopp har gjorts. Fukashiro et al. (20) undersökte detta in vivo på enbart AT och kom fram till att 34 % kom från SEE. Vilket var något lägre än tidigare studier som visat strax under 50 %. De trodde att olikheten i resultaten berodde på att tidigare studier inkluderade samtliga strukturer kring fotleden.

Även om samma externa arbete kan uppnås av en muskel oavsett stiffness hos senan, så kan resultatet åstadkommas genom olika aktiveringsförhållanden. En sena med låg stiffness är mest effektivt vid muskelarbeten där SSC används. Högre grad av stiffness i SEE är mest effektivt vid muskelarbeten som inte utnyttjar SSC. Med hög stiffness i SEE och ett excentriskt muskelarbete så kommer energin absorberas av CE i muskel-sen komplexet, med följd att ingen elastisk energi lagras (21). Det behövs mindre förkortning av muskeln med

hög stiffness i senan jämfört med en sena med låg stiffness där muskeln genom ökad förkortning måste sträcka upp senan (16, 22).

Löpning

Karaktären hos muskelarbetet i löpning är starkt kopplat till SSC (22). Det har visats att långdistanslöpare med relativt god löpekonomi hade högre stiffness i AT och högre kontraktil styrka i triceps surae. De hade även bättre förmåga att lagra elastisk energi vid MVC (23). Emellertid förekommer skillnader i stiffness utifrån vilken hastighet löpningen sker i. Exempelvis fann man att långdistanslöpare hade lägre stiffness i AT än sprintlöpare (24). Det har diskuterats att den lägre graden av stiffness var kopplat till ett större behov löpekonomi. Samma förhållande har setts vid jämförelse av gång och löpning kopplat till stiffness i AT, vilket tyder på att ett optimalt förhållande mellan stiffness och muskelns egenskaper finns (25).

Cykling

Inom cykling används enbart koncentriskt muskelarbete, och senorna hos de arbetande musklerna lagrar ingen energi (26). Behovet av hög stiffness i senorna bör finnas eftersom kraften från de arbetande musklerna ska överföras utan att senorna sträcks (16). Framför allt är det patellarsenan och AT som skulle behöva dessa egenskaper. Fotledens plantarflexorer bidrar med ca 20 % av det totala mekaniska arbetet vid cykling (27). Till min kännedom finns inga mätningar gjorda på stiffness i AT hos cyklister.

Adaptation till träning

Forskning tyder på att senor är morfologiskt anpassningsbara genom att ändra dess mekaniska egenskaper utifrån vilken belastning de utsätts för (28, 29). En korrelation mellan muskelstyrka och AT stiffness har visats av Muraoka et al. (30), samtidigt föreslog de att fyndet inte påverkade förmågan att lagra elastisk energi. I en annan studie jämfördes 12 veckors plyometrisk träning med träning med vikter, vilket kan liknas vid snabbt muskelarbete med SSC och långsamt muskelarbete utan SSC. Viktträningen gav signifikanta ökningar av stiffness i AT (31). Den plyometriska träningen gav inte signifikanta ökningar, men ändå en viss ökning, något som även påvisats av andra forskare (32). Morrissey et al. (33) fann att daglig tung excentrisk träning under sex veckor minskade stiffness i AT, medan koncentrisk träning inte visade signifikanta ändringar i senans egenskaper.

Arampatzis et al. (34, 35) jämförde 14 veckors isometrisk träning med hög och låg belastning av AT. De använde sig av ett protokoll med 90 % respektive 55 % av MVC, som gav en sträckning av senan med 4,5-5 % respektive 2,5-3 %. De jämförde även två olika stimuleringsfrekvenser; 1 s vila 1 s aktivitet mot 3 s vila 3 s aktivitet. Resultatet var att endast den högre belastningen gav signifikanta ökningar av stiffness. De föreslog att en tröskel i sträckning, som följd av belastning, för igångsättning av anabolisk respons, var trolig. De visade även att den långsamma stimuleringsfrekvensen gav högre stiffness än den snabba, något de hade svårare att förklara då djurstudier visat raka motsatsen. Spekulativt föreslog de att den långsammare belastningen gav en effektivare rekrytering av kollagenfibrer och genom det högre signalering på cellulär nivå. När stiffness i AT ändras så är dess tvärsnittsytan i princip oförändrad, trots att muskelns tvärsnitt kan ha ökat (31, 32). Förändringen i senans mekaniska egenskaper härleds istället till kollagenets struktur där dess tvärbindingar spelar en avgörande roll.

Metoder för mätning av stiffness

Mätningar av egenskaperna hos AT genomförs med hjälp av en dynamometer. Vilket är ett instrument som kan användas för isokinetiska och isometriska mätningar på ett standardiserat sätt med bestämda rörelsehastigheter och ledvinklar. Man använder även EMG med ytelektroder för att mäta muskelaktiviteten hos triceps surae under olika tester i dynamometern. Ingen "golden standard" har ännu etablerats som mätmetod. Den största skillnaden mellan metoderna är om testerna utförs under muskelarbete eller inte, dvs. aktivt eller passivt. Gemensamt för testerna är att foten är fixerad mot fotplattan hos dynamometern. Whitting et al. (36) mätte det passiva motståndet i fotleden och utifrån det beräknades stiffness i AT. Under de aktiva metoderna aktiveras plantarflexorerna och då används även ultraljud. Vid ultraljuds-metoder används olika referenspunkter som gör att förändringar kan ses i längden hos senan (9, 37). Emellertid räcker det med mätning av kraftmomentet som det passiva motståndet utgör i fotleden för att beräkna stiffness i AT. En studie undersökte korrelationen mellan dessa två metoder, och de fann en hög korrelation vid ledvinklar $>0^\circ$ dorsalflexion (38). Reliabiliteten för mätningar av stiffness i AT är endast testad på en aktiv metod och med ultraljud. Den metoden visade på god reproducerbarhet (39).

Det verkar finnas skillnader mellan de elastiska egenskaperna hos AT utifrån vilka rörelsebehov som finns och att dessa egenskaper är påverkbara genom olika belastningsstimuli. I kombination med de elastiska egenskaperna kan det möjligtvis finnas skillnader i styrka under olika typer av muskelarbete (6). Den här studien ska undersöka och jämföra egenskaperna hos triceps surae mellan cyklister och löpare.

SYFTE

Att undersöka och identifiera eventuella skillnader i stiffness och styrka i m. triceps surae hos cyklister och löpare.

FRÅGESTÄLLNINGAR

- Finns det skillnad i stiffness hos AT mellan cyklister och löpare?
- Hur förhåller sig isometrisk styrka till stiffness hos cyklister och löpare?
- Finns det skillnad i förhållandet (ratio) mellan koncentrisk och excentrisk styrka mellan cyklister och löpare?

METOD

Studiedesign

För att besvara frågeställningen gjordes en jämförande tvärsnittsstudie med insamling av kvantitativa data.

Forskningspersoner

Forskningspersonerna (FP) rekryterades genom annonsering på internetforum samt ett selektivt urval där FP:s aktuella träningsstatus redan vara känd. Kontakt etablerades via e-post där även inklusionskriterier säkerställdes; män i åldrarna 18-50 år som tränar antingen löpning eller cykling ca fem gånger per vecka och att respektive aktivitet utgjorde 90 % av deras tränings tid. Exklusionskriterierna som sattes upp var: inga tidigare skador som kan påverka rörlighet och styrka i fotleden (e.g. hälseneruptur, fotledsfraktur). Inga besvär i AT senaste sex

månaderna som skulle kunna haft inverkan på deras träning. Inga neurologiska eller muskuloskeletala sjukdomar.

Fem löpare samt fem cyklister deltog i studien. En av individerna i löpargruppen var triatlet. Han uppgav att fördelningen mellan mellan löp- och cykelträning under de förgående sex månaderna varit 70 % löpning och 30 % cykling. Samtliga i löpargruppen tränade för maraton med målsättning att klara distansen på 2 h 50 min till 3 h 50 min. Fyra av cyklisterna var landsvägs-cyklister av långdistanskaraktär, vilket för de innebär sträckor på 200-600 km vid så kallade randonné-lopp. En av cyklisterna var mountainbike-cyklist på nationell toppnivå.

Tabell 1. Antropometrisk data för FP; medel (SD).

| | n | Ålder, år | Vikt, kg | Längd, m |
|-----------|----|------------|-------------|-------------|
| Löpare | 5* | 36,2 (8,1) | 79,2 (9,1) | 1,88 (0,09) |
| Cyklister | 5 | 39,2 (7,4) | 77,8 (15,2) | 1,78 (0,05) |

*Varav en triatlet.

Etiska aspekter

Ingen etisk ansökan gjordes inför denna studie. Testerna utfördes med övervakande av två testledare, samt att testutrustningen var inställd för rörelser och hastigheter som inte ansågs utgöra någon risk för FP. När FP visat intresse för medverkande delgavs de via e-post ett informationsbrev med vad som skulle testas, tidsåtgång och ersättning. På testdagen vid ankomst till laboratoriet informerades FP om testproceduren; vilken position de skulle ligga i och hur testutrustningen kunde upplevas. Eftersom testerna innebar att kroppen och fotleden fixerades skulle obehag kunnat ha uppstått. Efter genomgången tillfrågades samtliga FP om de fortfarande ville medverka. Detta sågs som ett muntligt medgivande att medverka i studien. Ingen FP valde att avstå från deltagande. Personliga uppgifter och testresultat behandlades konfidentiellt av testpersonal och inga namn, personnummer, eller annan data kommer att identifiera FP i rapporten.

Datainsamling

Kvantitativa data för passivt kraftmoment (stiffness), isometrisk, dynamisk styrka samt elektromyografi (EMG) mättes på biomekaniskt center, BMC, på Gymnastik och Idrottshögskolan i Stockholm. Datan samlades in vid ett enskilt tillfälle för varje individ, under tiden mars till juni 2012. Vid varje tillfälle var två testledare närvarande i lokalen.

EMG-ytelektroder (Ambu® blue sensor M, ref M-00-S/50) applicerades på höger m. gastrocnemius mediala huvud, m. soleus och m. tibialis anterior. Placering av elektroder gjordes enligt rekommendationer av Konrad (40), med undantag för m. soleus, där elektroderna placerades centralt på underbenet nedanför gastrocnemius muskelbuk (figur 1). I angiven litteratur rekommenderas placering av elektroderna mediallyt på underbenet (40). Den annorlunda placering valdes för att minska risken för så kallat crosstalk där signaler från en annan muskel registreras, i detta fall triceps surae antagonister, i synnerhet m. tibialis anterior. Placeringen underlättade även appliceringen då anatomiska landmärken lättare kunde identifieras. Avståndet mellan elektroderna var 34 mm center till center. En elektrod för jord sattes på tuberositas tibiae. Huden förbereddes genom att med rakhyvel avlägsna hår. Därefter rengjordes huden med sandpapper och desinfektion (40). EMG registrerades med Noraxon USA inc. Telemyo 2400R G2. Mekaniska data för höger triceps surae mättes i en dynamometer; Isomed 2000, D&R Ferstl GMBH. Insamling gjordes i programmet Signal® version 2.16. Samplingsfrekvens 1500 Hz.

Figur 1. En av FP i position för testernas utförande.



Testprocedur

Efter att FP anlät till testlokalen så informerades de om testerna och EMG elektroder applicerades. Minst 20 minuter gick mellan ankomst och att FP startade uppvärmning. FP värmdes upp på en stationär cykel, Monark Ergomic, 10 minuter på en ansträngning motsvarande 13 "något ansträngande" på Borgs RPE-skala (41). Direkt efter uppvärmning placerades FP i magliggande med höger fot fixerad mot dynamometerns fotplatta (figur 1). För att minimera glapp mellan hälbenet och fotplattan användes spännband som åtdrogs så mycket som FP tolererade. Fotens position kontrollerades med lyspunkt över laterala malleolens mest prominenta punkt för att identifiera fotledens rörelseaxel. Knäets position kontrollerades med goniometer för maximalt 10° flexion. Ett band spändes över höften och fixering användes vid nacken för att FP skulle få ett motstånd när test av styrka utfördes. Armar och händer hölls raka längs med kroppen för att undvika att kraft anbringades med hjälp av dem. FP informerades muntligt om testernas utförande dels inför start av testsession och dels inför varje enskilt test. Följande tester utfördes.

Passivt kraftmoment (stiffness)

Tidigare studier har använt sig av liknande metoder vid mätningar av stiffness (36, 37). Dynamometerns ställdes in för att fotplattan skulle utföra konstant rörelsehastighet av 5°/s inom rörelseomfånget 5° plantarflexion till 25° dorsalflexion. För att minimera uppkomsten av sträckreflexer användes en långsam rörelsehastighet (37). Detta upprepades fem gånger (figur 2). FP uppmanades att enbart slappna av för att undvika muskelaktivitet. EMG kontrollerades under tiden för att säkerställa att mätningen verkligen var passiv. I de fall där EMG gav utslag så gjordes en ny omgång med fem repetitioner.

Isometrisk styrka

Fotplattan placerades i läget 0°, som motsvarar neutral ställning i fotleden. FP uppmanades att utföra en plantarflexion i fotleden med progressiv kraft till maximal volontär kontraktion (MVC), och att bibehålla kraften under 4-5 sekunder, för att sedan slappna av helt. Verbal

uppmuntran från testledaren användes för att motivera FP att ta i maximalt. Denna procedur genomfördes inom loppet av 10 sekunder, under tiden skedde registrering av arbete (Newtonmeter) och EMG. Testet genomfördes två gånger med en minuts vila.

Dynamisk styrka

Dynamisk styrka delades upp i två tester där koncentrisk och excentrisk styrka mättes separat. FP randomiserades för vilket test de skulle börja med. Den dynamiska styrkan testades isokinetiskt med fem repetitioner i två set, och med en minuts vila mellan seten. Varje repetition bestod av en aktiv fas där muskelarbetet utfördes. Samt en passiv fas där FP slappnade av. Hastigheten var 30°/s i både aktiv och passiv fas. Fotplattans rörelseomfång var mellan 20° plantarflexion och 20° dorsalflexion. Fotplattans rörelse startade när kraft applicerades mot den. Vid det koncentrisk testet innebar detta att när FP utfört en plantarflexion gjordes en lätt dorsalflexion för att fotplattan skulle flyttas till startpositionen för mätningen, dvs. 20° dorsalflexion. Vid det excentrisk testet slappnade FP av helt i den passiva fasen och testledaren applicerade kraften som startade fotplattans rörelse till startposition för mätningen, dvs. 20° plantarflexion. För det excentrisk testet hade en variant där FP själv skulle utföra en rörelse för att fotplattan skulle återgå till startposition testats av båda testledarna vid utprovning av metoden. Detta ansågs dock som en svår koordinativ uppgift som kunde inverka på testresultatet. För att motivera FP att anstränga sig maximalt användes verbal uppmuntran från testledaren.

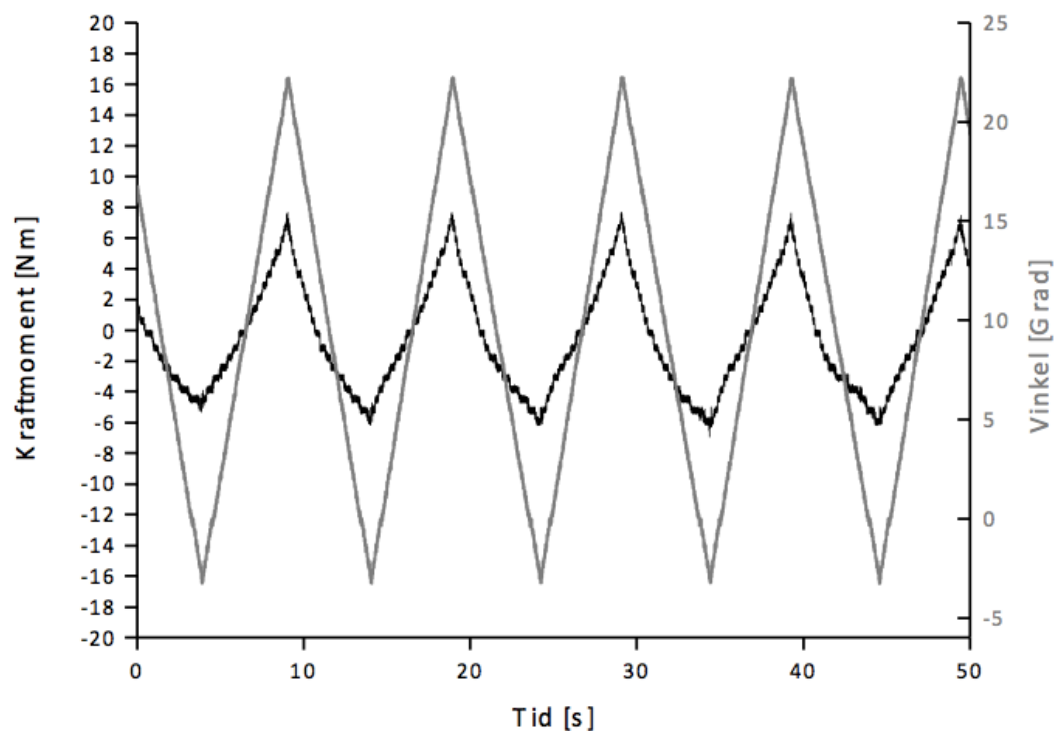
Dataanalys

Datan exporterades från Signal[®] som textfiler (.txt) för att kunna analyseras i olika program.

Passivt kraftmoment (stiffness)

I en tidigare studie har stiffness beräknats genom att använda lutningen hos en graf för det passiva kraftmomentet i intervallet 15-20° dorsalflexion (36). I den här studien användes en liknande metod. Den insamlade datan gav grafen i figur 2, som innefattar fem repetitioner. En analys av värdena enligt markeringarna A och B i figur 3, där en repetition visas, utlästes genom att exportera datan till Microsoft[®] Excel[®]. Där lästes samtliga fem repetitioners värden av med två decimaler (i Excel[®] visades fem decimaler). Värdena för fotplattans lutning registrerades inte linjärt, utan en viss hackighet förekom genom hela rörelseomfånget (figur 2 och 3). I Excel[®] medförde detta att värdena hoppade fram och tillbaka, t.ex. kunde ett värde på 15.00000° ha registrerats, för att sedan följas av ett eller flera värden på 14.99000°. Trots denna oregelbundenhet i registreringen av fotplattans rörelse så användes det första fältet där 15.00000° respektive 20.00000° kunde avläsas. Även om det innebar att värdet på lutningen kunde bli <15° respektive >20° i efterföljande fält. Denna metod användes istället för flytande medelvärde, som bedömdes bli för komplicerat då det hade medfört svårigheter att bestämma vilket värde för kraftmoment som tillhörde vilket värde för grader. Det hade även inneburit att en "startpunkt" ändå hade behövt bestämmas. Den använda metoden ansågs konsekvent och enkel att genomföra. Datan för kraftmoment uppvisade också en hackighet. Försök gjordes med att använda flytande medelvärde, dock kvarstod de platåer som kan ses i figur 3, men de blev mer avrundade. Hackigheten i rådatan ansågs inte vara artefakter, utan de faktiska kraftmomenten som dynamometern gav. Således hade beräkningen av stiffness inte blivit mer korrekt vid användning av flytande medelvärde. Därför användes värdena från rådatan för beräkningen, som gjordes genom att förändringen i kraftmoment lästes ut för de två ledvinklarna i varje repetition. Medelvärdet av differensen i samtliga repetitioner dividerades med 5 för att få fram Nm/°, vilket representerar FP:s stiffness i AT.

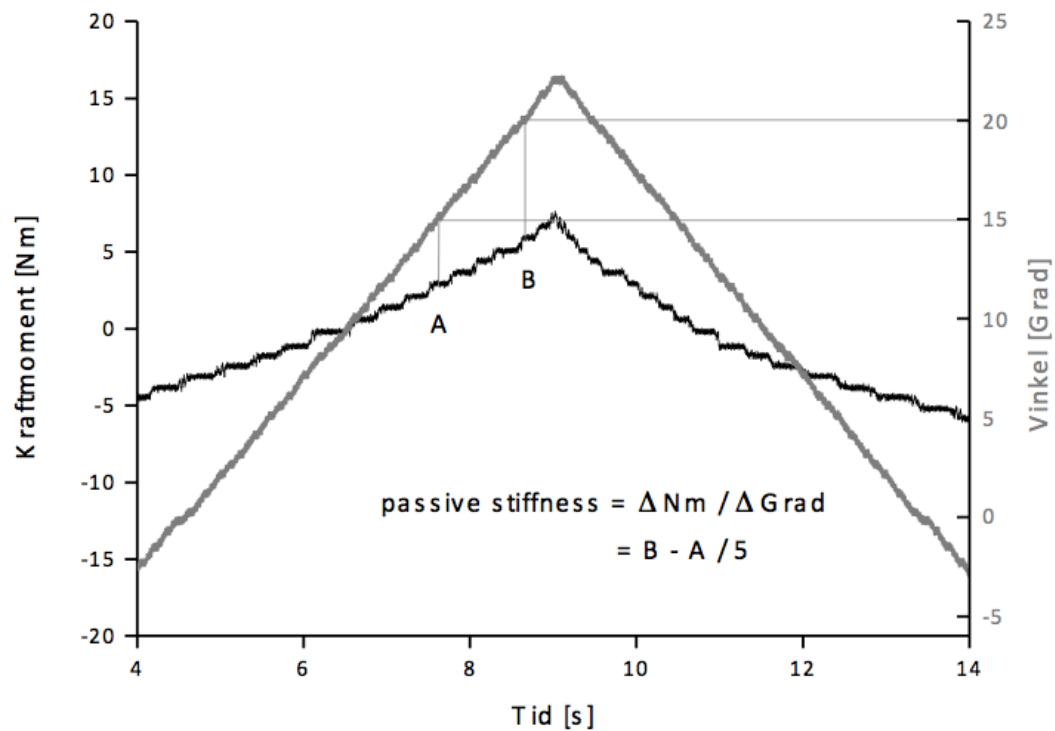
Figur 2. Fem repetitioner för vinkel och kraftmoment vid mätning av stiffness i AT.



Axeln för kraftmoment beskriver åt vilket håll momentet verkar.

Negativt värde innebär plantarflexion i fotleden. Positivt värde innebär dorsalflexion i fotleden.

Figur 3. Förstoring av den första repetitionen i figur 2, start från 4s.

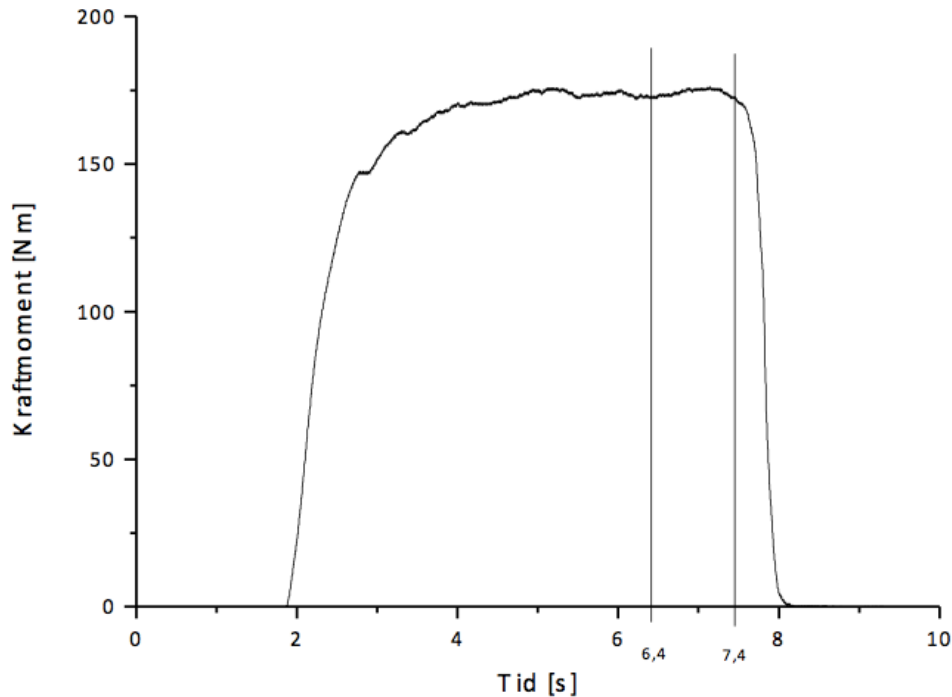


Kraftmoment mellan 15° och 20° motsvarar stiffness i AT.

Isometrisk styrka

Datan från de isometriska testerna öppnades i ett program för tekniska grafanalyser; Origin[®] version 8.51 (MicroCal). Utifrån en graf (figur 4) valdes ett en-sekunders intervall ut där kraftmomentet bedömdes störst. Tidsintervallet plockades sedan ut från textfilen för att beräkna medelvärdet för kraftmomentet under den givna sekunden.

Figur 4. Isometrisk styrka för en FP, medelvärdet mellan 6,4 och 7,4 s har använts från mätningen



Dynamisk styrka

Koncentrisk och Excentrisk styrka lästes ut genom Microsoft[®] Excel[®]. Visuellt letades samtliga fem repetitioners högsta värde upp och endast heltal lästes av. Det förekom aldrig något avvikande värde som kunde medföra oegentliga resultat för styrkan. Eftersom styrkan representerades av ett peak-värde som enkelt kunde läsas ut från Excel[®] så användes inte flytande medelvärde för analys av dynamisk styrka. För båda seten beräknades medelvärdet av de tre bästa repetitionerna. Det set med högst medelvärde användes som resultat av testet.

Ratio koncentrisk/excentrisk styrka

Ration räknades fram genom att dividera värdet för koncentrisk styrka med värdet för excentrisk styrka.

Statistisk analys

För att göra beräkningar till den statistiska analysen användes Microsoft[®] Excel[®]. Medelvärde och standardavvikelse (SD) beräknades för samtliga uppmätta variabler hos löpare respektive cyklist. För val av statistiskt test användes flödesschema enligt Grandin (42). Inget test för normalfördelning gjordes utan datan ansågs vara normalfördelad för de båda grupperna då en beräkning av medelvärde och medianvärde visade att dessa vara nära varandra, samt att spridningsmättet var litet i förhållande till medelvärdena (43).

Signifikansanalys genomfördes med oparat t-test för stiffness, isometrisk styrka och ratio. Funktionen användes med två fördelningssidor samt tvåurvalstest med olika varians, heteroskedastisk. Signifikansnivån sattes till $p < 0.05$.

RESULTAT

Skillnaden i stiffness var signifikant högre för löparna jämfört med cyklisterna, $p = 0,0034$. Löparnas och cyklisternas medelvärde (SD) för stiffness 0,96 (0,17) Nm/°, 0,56 (0,08) Nm/°. Även isometrisk styrka var signifikant högre för löparna jämfört med cyklisterna, $p = 0,0028$. Medelvärde (SD), isometrisk styrka 176 (22) Nm, respektive 121 (12) Nm. Skillnaden i ratio var inte statistisk signifikant, $p = 0,5450$. Löparnas respektive cyklisternas ratio, medelvärde (SD) blev 0,69 (0,16) samt 0,64 (0,03).

Tabell 2. Individuella data samt medelvärde (SD) för båda testgrupperna.

| FP | Löpare | | | | | Cyklister | | | | |
|------------|-------------|----------|----------|----------|-------------|-------------|----------|----------|----------|-------------|
| | Stiff | Iso | Kon | Exc | Ratio | Stiff | Iso | Kon | Exc | Ratio |
| 1 | 0,85 | 158 | 158 | 271 | 0,58 | 0,59 | 108 | 160 | 244 | 0,66 |
| 2 | 1,20 | 211 | 185 | 301 | 0,61 | 0,58 | 110 | 128 | 194 | 0,66 |
| 3 | 0,90 | 155 | 153 | 266 | 0,58 | 0,42 | 123 | 139 | 222 | 0,63 |
| 4 | 1,07 | 179 | 184 | 249 | 0,74 | 0,62 | 132 | 132 | 194 | 0,68 |
| 5 | 0,79 | 178 | 160 | 169 | 0,95 | 0,58 | 134 | 151 | 251 | 0,60 |
| Medel (SD) | 0,96 (0,17) | 176 (22) | 168 (15) | 251 (50) | 0,69 (0,16) | 0,56 (0,08) | 121 (12) | 142 (15) | 221 (27) | 0,64 (0,03) |

FP = forskningspersoner. Stiff = stiffness, Nm/°. Iso = isometrisk styrka, Nm. Kon = koncentrisk styrka, Nm. Exc = excentrisk styrka, Nm. Ratio = kon/exc. FP 5 i löpargruppen = triatlet.

DISKUSSION

Syftet med den här studien var att undersöka m. triceps surae's egenskaper hos cyklisterna och löparna. Hos löpare har det demonstrerats skillnader i stiffness hos AT. Hastighet i gång och löpning verkar korrelera med de elastiska egenskaperna i AT, genom att en sena med lägre stiffness kan lagra energi som frigörs och därmed förbättrar rörelseekonomin (23, 24). Cyklisterna använder enbart koncentriskt muskelarbete, och senorna hos de arbetande musklerna lagrar ingen energi (21). Behovet av hög stiffness i senorna borde finnas eftersom kraften från de arbetande musklerna ska överföras utan att senorna sträcks (13). Trots den teoretiska möjligheten att cyklisterna borde ha hög grad av stiffness, visade den här studien att löparna hade signifikant högre stiffness än cyklisterna. Även isometrisk styrka i triceps surae var signifikant högre hos löparna jämfört med cyklisterna. Ingen frågeställning gjordes kring skillnader i dynamisk styrka, men den insamlade datan (tabell 2) tydde på att både koncentrisk och excentrisk styrka var högre hos löparna jämfört med cyklisterna.

Resultatdiskussion

Fyndet i den här studien överensstämmer med tidigare studier, vilka har visat att stiffness i AT är positivt korrelerat med muskelstyrkan i triceps surae (30, 44). Det är sannolikt att belastningen på AT är högre vid löpning än vid cykling, vilket skulle förklara resultaten i den genomförda studien. Förvisso är belastningsnivån beroende av många faktorer. I löpning är hastighet och fotfästning betydelsefulla faktorer. För cykling har producerad effekt, som mäts

i watt, och fotens placering på pedalen betydelse för belastning på AT (45). Ericson et al. testade olika fotpositioner, sadelhöjd, belastning och kadens. Resultatet visade att för en individ som väger 71,3 kg och utvecklar 240 watt med pedalen under främre delen av foten (placering motsvarar den som FP använder), belastar AT med 1240 N eller 1,7 gånger kroppsvikten. De diskuterade dock att värdena kunde vara överskattade (45). Komi et al. presenterade värden för standardiserad cykelergometer där 265 watt gav en belastning på AT med 661 N (46). Antagligen uppnås tillfälligt högre värden under den cykling FP utför. Vid korta anaerobiska arbeten under 10-30 s, kan producerad effekt vara runt 14 w/kg kroppsvikt för tävlingscyklister på hög nationell nivå, vilket ger nästan 1000 w om individen väger 71 kg (47, 48). För löpning har belastningen på AT beräknats till 5-10 gånger kroppsvikten (49). Värden upp emot 12,5 gånger kroppsvikten har uppmäts i experimentella mätningar in vivo hos en person som sprang i 6 m/s och landade på främre delen av foten (50). Troligtvis ses inte så pass höga värden hos löparna som testats i den här studien då de uppskattningsvis springer mellan 3 och 5 m/s vid normala träningspass. Det finns inga vedertagna siffror för hur mycket löpning respektive cykling belastar AT. Säkerligen uppnås högre krafter vid sprintmoment inom cykling än vad som uppmäts i studier där belastningar som är normala vid aerobiskt arbete har använts. Om belastningen skulle vara ca fyra gånger så hög vid 1000 w jämfört med 250 w så skulle AT belastas 4-5 gånger kroppsvikten, med hänsyn till att Ericsons värden kan ha varit överskattade. Denna beräkning är rent spekulativ och huruvida ett linjärt förhållande mellan producerad effekt på cykeln och belastning på AT finns är oklart. Troligtvis är det svårt att uppnå samma höga belastning vid cykling som vid löpning. Särskilt då det excentriska muskelarbetet kan utveckla större krafter.

Skillnader i stiffness verkar inte vara en förklaring av fotledens rörelseomfång (ROM). Eftersom karaktären hos rörelserna i cykling och löpning skiljer sig åt skulle en confounding factor kunna vara skillnader i ROM. I en studie på 42 fysiskt aktiva män fann man ingen korrelation mellan ROM i fotleden och stiffness i AT (36).

Skillnaden i stiffness hos AT mellan den här studiens grupper verkar i stor utsträckning vara en följd av olika träningsstimuli, i form av belastningsnivå. Det har tidigare visats att med ökad ålder och även inaktivitet minskar senors stiffness, men att träning kan motverka detta (29). Sambandet mellan träningsstimuli och stiffness har visats av Arampatzis et al. (35). De fann att 90 % av MVC sträckte AT med nästan 5 %, och att 50 % av MVC där endast senan sträcktes knappt 3 %. Endast den högre belastningen ledde till signifikanta öknings i stiffness. Vilken volym eller frekvens som utgör bäst stimuli är oklart. Däremot fann Hansen et al. (51) att 34 veckors löpträning för 11 otränade individer inte gav någon ökning i stiffness trots att öknings i syreupptagningsförmåga och löpekonomi hade uppnåtts. I studien tränade deltagarna totalt 43 timmar fördelat på 78 träningspass. De hade även instruerats att träna lågintensivt. Resultatet stämmer överens med Arampatzis et al. (24) som inte kunde bevisa att ett linjärt förhållande mellan intensitet och stiffness förekommer. De fann att långdistanslöpare som tränade 4-9 ggr/vecka inte hade lika grad av stiffness som etablerade sprinters. Båda löpargrupperna jämfördes med otränade individer som endast promenerade till vardags. Långdistanslöparna hade endast 22 % högre stiffness medan sprinters hade 70 % högre stiffness än de otränade personerna. Nivån hos långdistanslöparna i den studien motsvarar eller är högre än för de som ingick i den här studien. Med ovanstående i åtanke verkar träningsvolym eller frekvens inte spela lika stor roll som intensitet eller belastningsnivå. I motsats till resonemanget att belastningsgrad och grad av stiffness korrelerar positivt fann Morrissey et al. (33) att daglig tung excentrisk träning under sex veckor resulterade i en sänkning av stiffness i AT. Den excentriska träningen definierades som att muskelkraften inte var tillräcklig för att övervinna ett externt motstånd, vilket resulterar i att muskeln förlängs.

Således användes väldigt hög belastning. Däremot utfördes träning självständigt och följsamheten var endast 45 %. Författarna själva föreslog att den korta träningsperioden kunde vara en orsak till minskningen av stiffness. Gruppen som utförde excentrisk träning innehöll 19 personer varav 13 var kvinnor. Magnusson et al. (52) har visat att könsskillnader finns gällande adaptation i senor; kvinnor har lägre kollagensyntes efter belastning, vilket kan vara en följd av högre östrogenhalter. Resultatet av Morrissey kanske därmed ska tas med viss försiktighet.

Den aktuella studien undersökte även om ration mellan koncentrisk och excentrisk styrka var olika mellan grupperna som testades. Det förelåg inte någon statistisk skillnad mellan grupperna även om de absoluta värdena för löparna var högre för den dynamiska styrkan. Eftersom det visats att hög specificitet föreligger vid träning med olika muskelarbeten (6), så skulle cyklisterna kunna ha haft en högre ratio (koncentrisk/excentrisk), eftersom koncentrisk styrka skulle vara hög och excentrisk styrka låg, och vice versa för löparna, vilket skulle ge en låg ratio. Analysen där värden från den excentriska styrkan ingick kan vara missvisande. Med anledning av att ett avvikande värde uppmättes. En FP i löpargruppen hade lägre excentrisk styrka än såväl koncentrisk som isometrisk styrka. Något som inte är sannolikt och som inte förekom hos någon av de andra FP. Det avvikande värdet berörde därmed förhållandet mellan koncentrisk och excentrisk styrka och påverkade såväl medelvärde som SD för ratio hos löpargruppen.

Trots att skillnaden i ratio inte gick att påvisa så verkar tankegången kring specificitet kunna stödjas genom att jämföra gruppernas isometriska styrka med koncentrisk styrka. För löparna var medelvärdena 176 respektive 168 Nm (5 % lägre), och för cyklisterna 121 respektive 142 Nm (17 % högre). Samtliga cyklister utvecklade större eller lika kraft vid koncentriskt muskelarbete än vid isometriskt muskelarbete. Individerna i löpargruppen utvecklade alla lägre eller lika kraft i koncentriskt muskelarbete än vid isometriskt muskelarbete (tabell 2). Upptäckten tyder på att cyklisterna åtminstone har en neuro-muskulär anpassning till det arbete de utför, även om dess stimuli inte är tillräckligt för anpassningar hos AT.

Ingen tidigare studie har mätt stiffness i AT hos cyklister. Vårt resultat tyder på att cyklister är dåligt förberedda på den belastning som löpning utsätter AT för, då det har visats att låg styrka i plantarflexorerna utgör en riskfaktor för överbelastningsskador i AT (53). Muraoka et al. (30) resonerade att överdriven förlängning av AT leder till partiell eller total ruptur, och att en högre stiffness vid hög förmåga att utveckla kraft i triceps surae var skyddande och därför minskar risken för skador på AT. Magnusson et al. (54) har föreslagit att AT har en säkerhetsfaktor på 2,4, och senor normalt har en säkerhetsfaktor på 8. Siffran är förhållandet mellan belastningen som senan utsätts för och belastningen som senan anses tåla. 2,4 kom de fram till vid belastning som ses vid MVC och resonerade att det förekommer högre belastningar vid kraftfulla funktionella rörelser som innehåller excentriskt muskelarbete, exempelvis löpning.

Metoddiskussion

Till den här studien rekryterades forskningspersonerna genom annonsering på ett internetforum, samt direkt tillfrågan av personer som passade in på kriterierna. På så vis blev urvalet delvis slumpmässigt och delvis selektivt. Variationerna för de antropometriska datan inom grupperna påverkade inte resultatet i någon större utsträckning. Grupperna var ändå väl matchade då liknande variationer förekom. Ett något mer homogent urval hade varit önskvärt, men svårigheter med rekrytering ledde till att de som visade intresse fick ingå i studien.

Den valda datainsamlingsmetoden hade tidigare använts (36), och det hade även visats att passivt motstånd i fotleden korrelerar med stiffness i AT (38). I den aktuella studien utfördes test av stiffness med en passiv metod, då FP var helt avslappnad under testet. Det finns även aktiva metoder där FP utför en isometrisk MVC och senans längdförändring mäts med ultraljud. Fördelen med de passiva metoderna är att de kan utföras på individer som har svårt att utföra en MVC, exempelvis vid neuromuskulära eller muskuloskeletala sjukdomar. Det går även att mäta stiffness i både sena och muskel separat om ultraljud används. Nackdelen med passiva metoder är att resultatet påverkas av att förhållandet mellan kraft och stiffness inte är linjärt (55), vilket medför att passiva mätningar ger lägre värden för stiffness än vid aktiva metoder, som utgör en större kraft på senan eftersom ett muskelarbete utförs (56). Däremot påverkar även hastigheten av muskelarbetet värdet för stiffness; högre kontraktions-hastighet ger högre värde för stiffness. Olika studier kan innehålla varierande testprotokoll för hur muskelkraften appliceras, exempelvis explosivt eller progressivt. Följaktligen leder de olika aktiva metoderna till en diskrepans av resultaten mellan olika studier (57). Theis et al. (57) undersökte överensstämmelsen mellan stiffness hos en aktiv och en passiv metod med olika hastigheter. De fann att en aktiv metod gav 6 % högre stiffness vid samtliga mätta hastigheter, men att skillnaden var linjär för båda metoderna, och därmed stämde väl överens med varandra. Författarna poängterade att den passiva metoden endast kunde användas för beräkningar av stiffness på låga kraftnivåer. I den här studien kan vald metod därmed ses som en svaghet då det var friska idrottsmän som testades. Likväl är metoden enklare att utföra då den inte kräver ultraljud. Samtidigt skrev Theis et al. att det var viktigt att använda samma metod om två populationer skulle jämföras, vilket var den aktuella studiens syfte.

Värdena för stiffness var lägre i den här studien än i tidigare studier som använt en liknande metod (36, 37), dessa hade ungefär värdet $1,4 \text{ Nm}^\circ$. Studien av Whitting et al. (36) genomfördes på 42 fysiskt aktiva män, och stiffness beräknades för samma rörelseomfång som i den här studien, dvs. $15\text{-}20^\circ$ dorsalflexion. En anledning till skillnaden kan vara att definitionen av neutralposition eller så kallat nolläge skiljde sig. I den här studien hade dynamometer en fotplatta som var kalibrerad till en neutralposition där fotplattans vinkel mot den vågräta britsen var 95° , vilket gjorde att fotleden visuellt kunde uppfattas som lätt plantarflekterad vid den definierade neutralpositionen. Om en liknande kalibrering inte gjordes i studien av Whitting så är det sannolikt att deras högre värden för stiffness mätts i en annan fotledsposition, som är mer dorsalflekterad, och därmed uppnås högre stiffness-värden genom att AT är mer utsträckt (57).

Datan som erhöles vid testerna var kvantitativ med kontinuerliga variabler mätta på kvotskala. Statistiskt verktyg valdes genom ett flödesschema enligt Grandin (42). Eftersom det var ett lågt antal stickprov hade ett normalfördelningstest varit värdefullt för de variabler som skulle analyseras. En grafisk analys i form av en tabell för att bedöma normalfördelning är inte lämpligt vid små urval. Istället hade ett normalfördelningstest kunnat göras, exempelvis Kolmogorov-Smirnovs test. Emellertid ansågs datan vara normalfördelad för de båda grupperna då medianvärdena och medelvärdena var nära varandra, samt att spridningsmåttet var litet i förhållande till medelvärdena (43). Även om urvalet var litet, och inte kan anses representativt för en population, var det intressant att statistiskt kontrollera resultatet. Ett operat t-test passade bäst för ändamålet. Dock visade ett f-test att variansen inte var lika för gruppernas stiffnessvärde och styrkeratio, men för isometrisk styrka. Därför hade ett Mann Whitney U test kunnat göras för dessa variabler (43).

Individerna som deltog i studien varierade i ålder och antropometriska data. Ålder verkar dock inte vara en avgörande faktor för stiffness. Åtminstone inte för individer som tränar.

Muskelstyrka i triceps surae korrelerar med stiffness även för 70-80 åringar. Samma stiffness ses för unga och gamla med samma muskelstyrka (44).

Skillnaden i stiffness mellan löparna och cyklisterna var så pass stor (72 % högre för löparna) att det är rimligt att tro att signifikanta skillnader skulle ses även med ett större urval.

KONKLUSION

Vårt resultat tyder på att cyklister är dåligt förberedda för den belastning som löpning utsätter AT för, då låg styrka i plantarflexorerna utgör en riskfaktor för överbelastningsskador i AT. Sannolikt ger högre muskelstyrka starkare seniorer som bättre kan hantera hög belastning. För cyklisterna i den här studien förekom såväl lägre stiffness i AT som lägre isometrisk styrka triceps surae. Utifrån litteraturen verkar olika nivåer av stiffness i AT förekomma beroende på vilka belastningar senan utsätts för. Det är mycket möjligt att förhållandet optimeras ju mer specifik träning de utsätts för och vilka rörelsekrav som finns hos individerna. Den kliniska aspekten för resonemanget i den här studien är att personer som tränar upp sin hjärt- och lungkapacitet med idrotter som inte belastar AT på ett adekvat sätt, t.ex. genom cykling, simning, rodd, skidåkning etc. kan vara utsatta för större risk att få överbelastningsskador i AT vid löpning. Det är något som visats förekomma i stor utsträckning inom triathlon, som egentligen är en sport som kan anses vara lämplig för att undvika överbelastningsskador då stressen på kroppsdelarna varierar ideligen. Det är likaså en sport där hög central kapacitet utvecklas genom tre idrotter, men bara en ger AT den stimuli som krävs för att dess egenskaper ska anpassas adekvat.

REFERENSER

1. Egermann M, Brocai D, Lill CA, Schmitt H. Analysis of injuries in long-distance triathletes. *Int J Sports Med.* 2003;24(4):271-6.
2. Roberts TJ. The integrated function of muscles and tendons during locomotion. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol.* 2002;133(4):1087-99.
3. Lutz GJ, Rome LC. Built for jumping: the design of the frog muscular system. *Science.* 1994;263(5145):370-2.
4. Marsh RL. How muscles deal with real-world loads: the influence of length trajectory on muscle performance. *J Exp Biol.* 1999;202(Pt 23):3377-85.
5. Cavagna GA. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc Sport Sci Rev.* 1977;5:89-129.
6. Roig M, O'Brien K, Kirk G, Murray R, McKinnon P, Shadgan B, et al. The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2009;43(8):556-68.
7. Silver FH, Freeman JW, Seehra GP. Collagen self-assembly and the development of tendon mechanical properties. *J Biomech.* 2003;36(10):1529-53.
8. Ettema GJ. Mechanical efficiency and efficiency of storage and release of series elastic energy in skeletal muscle during stretch-shorten cycles. *J Exp Biol.* 1996;199(Pt 9):1983-97.
9. Muramatsu T, Muraoka T, Takeshita D, Kawakami Y, Hirano Y, Fukunaga T. Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Appl Physiol.* 2001;90(5):1671-8.
10. Baumgart E. Stiffness--an unknown world of mechanical science? *Injury.* 2000;31 Suppl 2:S-B14-23.
11. Bobbert MF, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J Biomech.* 1986;19(11):887-98.
12. Lichtwark GA, Barclay CJ. The influence of tendon compliance on muscle power output and efficiency during cyclic contractions. *J Exp Biol.* 2010;213(5):707-14.
13. Arya S, Kulig K. Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon. *J Appl Physiol.* 2010;108(3):670-5.
14. Alexander RM, Bennet-Clark HC. Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature.* 1977;265(5590):114-7.
15. Ker RF, Alexander RM, Bennett MB. Why are mammalian tendons so thick? *J Zool (Lond).* 1988;216:309-24.
16. Hof AL, Geelen BA, Van den Berg J. Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. *J Biomech.* 1983;16(7):523-37.

17. Bosco C, Tarkka I, Komi PV. Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *Int J Sports Med.* 1982;3(3):137-40.
18. Svantesson U, Grimby G, Thomeé R. Potentiation of concentric plantar flexion torque following eccentric and isometric muscle actions. *Acta Physiol Scand.* 1994;152(3):287-93.
19. Svantesson U, Ernstoff B, Bergh P, Grimby G. Use of a Kin-Com dynamometer to study the stretch-shortening cycle during plantar flexion. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1991;62(6):415-9.
20. Fukashiro S, Komi PV, Järvinen M, Miyashita M. In vivo Achilles tendon loading during jumping in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1995;71(5):453-8.
21. Lichtwark GA, Wilson AM. Effects of series elasticity and activation conditions on muscle power output and efficiency. *J Exp Biol.* 2005;208(Pt 15):2845-53.
22. Fletcher JR, Esau SP, MacIntosh BR. Changes in tendon stiffness and running economy in highly trained distance runners. *Eur J Appl Physiol.* 2010;110(5):1037-46.
23. Arampatzis A, De Monte G, Karamanidis K, Morey-Klapsing G, Stafileidis S, Bruggemann GP. Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. *J Exp Biol.* 2006;209(Pt 17):3345-57.
24. Arampatzis A, Karamanidis K, Morey-Klapsing G, De Monte G, Stafileidis S. Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *J Biomech.* 2007;40(9):1946-52.
25. Lichtwark GA, Wilson AM. Optimal muscle fascicle length and tendon stiffness for maximising gastrocnemius efficiency during human walking and running. *J Theor Biol.* 2008;252(4):662-73.
26. Ettema GJ. Muscle efficiency: the controversial role of elasticity and mechanical energy conversion in stretch-shortening cycles. *Eur J Appl Physiol.* 2001;85(5):457-65.
27. Ericson M. On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scand J Rehabil Med Suppl.* 1986;16:1-43.
28. Magnusson SP, Narici MV, Maganaris CN, Kjaer M. Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol.* 2008;586(1):71-81.
29. Reeves ND. Adaptation of the tendon to mechanical usage. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2006;6(2):174-80.
30. Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga T, Kanehisa H. Elastic properties of human Achilles tendon are correlated to muscle strength. *J Appl Physiol.* 2005;99(2):665-9.
31. Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H, et al. Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(10):1801-10.
32. Fouré A, Nordez A, Cornu C. Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol.* 2010;109(3):849-54.

33. Morrissey D, Roskilly A, Twycross-Lewis R, Isinkaye T, Screen H, Woledge R, et al. The effect of eccentric and concentric calf muscle training on Achilles tendon stiffness. *Clin Rehabil.* 2011;25(3):238-47.
34. Arampatzis A, Karamanidis K, Albracht K. Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *J Exp Biol.* 2007;210(Pt 15):2743-53.
35. Arampatzis A, Peper A, Bierbaum S, Albracht K. Plasticity of human Achilles tendon mechanical and morphological properties in response to cyclic strain. *J Biomech.* 2010;43(16):3073-9.
36. Whitting JW, Steele JR, McGhee DE, Munro BJ. Passive dorsiflexion stiffness is poorly correlated with passive dorsiflexion range of motion. *J Sci Med Sport.* 2012.
37. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol.* 2002;92(2):595-601.
38. Kawakami Y, Kanehisa H, Fukunaga T. The relationship between passive ankle plantar flexion joint torque and gastrocnemius muscle and achilles tendon stiffness: implications for flexibility. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(5):269-76.
39. Kongsgaard M, Nielsen CH, Hegnsvad S, Aagaard P, Magnusson SP. Mechanical properties of the human Achilles tendon, in vivo. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26(7):772-7.
40. Konrad P. The ABC of EMG - a practical introduction to kinesiological electromyography. Scotsdale: Noraxon inc. USA; 2005.
41. Borg G. An introduction to Borg's RPE scale. Ithaca, New York: Movement Publications; 1985.
42. Grandin U. Dataanalys och hypotesprövning för statistikanvändare. Uppsala: Naturvårdsverket; 2003.
43. R G. Ansvar och copyright [Dept of Prim Health Care Göteborg University - Research methodology web site]. <http://infovoice.se/fou2010> [cited 2012 october].
44. Stenroth L, Peltonen J, Cronin NJ, Sipilä S, Finni T. Age-related differences in achilles tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. *J Appl Physiol.* 2012.
45. Ericson MO, Ekholm J, Svensson O, Nisell R. The forces of ankle joint structures during ergometer cycling. *Foot Ankle.* 1985;6(3):135-42.
46. Gregor RJ, Komi PV, Järvinen M. Achilles tendon forces during cycling. *Int J Sports Med.* 1987;8 Suppl 1:9-14.
47. Tanaka H, Bassett DR, Swensen TC, Sampedro RM. Aerobic and anaerobic power characteristics of competitive cyclists in the United States Cycling Federation. *Int J Sports Med.* 1993;14(6):334-8.

48. Baron R. Aerobic and anaerobic power characteristics of off-road cyclists. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(8):1387-93.
49. Burdett RG. Forces predicted at the ankle during running. *Med Sci Sports Exerc.* 1982;14(4):308-16.
50. Komi PV. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *J Biomech.* 1990;23 Suppl 1:23-34.
51. Hansen P, Aagaard P, Kjaer M, Larsson B, Magnusson SP. Effect of habitual running on human Achilles tendon load-deformation properties and cross-sectional area. *J Appl Physiol.* 2003;95(6):2375-80.
52. Magnusson SP, Hansen M, Langberg H, Miller B, Haraldsson B, Westh EK, et al. The adaptability of tendon to loading differs in men and women. *Int J Exp Pathol.* 2007;88(4):237-40.
53. Mahieu NN, Witvrouw E, Stevens V, Van Tiggelen D, Roget P. Intrinsic risk factors for the development of achilles tendon overuse injury: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2006;34(2):226-35.
54. Magnusson SP, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Kjaer M. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *J Physiol.* 2001;531(Pt 1):277-88.
55. Rigby BJ, Hirai N, Spikes JD, Eyring H. The Mechanical Properties of Rat Tail Tendon. *J Gen Physiol.* 1959;43(2):265-83.
56. Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scand J Med Sci Sports.* 2011.
57. Theis N, Mohagheghi AA, Korff T. Method and strain rate dependence of Achilles tendon stiffness. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012.